

SPECIFICATION

1. Title of Device

RESPIRATORY RATE MEASURING DEVICE

2. Scope of Claim for Utility Model Registration

A respiratory rate measuring device for measuring a respiratory rate of a living body and displaying the measured respiratory rate, comprising:

a first respiratory rate detecting means for detecting a reciprocating motion of a surface of a living body that reciprocates in association with respiration and for calculating a respiratory rate per unit time of the living body based on a waveform representing the reciprocating motion;

a second respiratory rate detecting means for detecting a cardiac-beat synchronous wave generated in response to a cardiac beat of the living body and for calculating a respiratory rate per unit time of the living body based on fluctuation of the cardiac-beat synchronous wave; and

a displayed respiratory rate determining means for determining a respiratory rate to be displayed on the basis of the respiratory rate obtained by the first respiratory rate detecting means and the respiratory rate obtained by the second respiratory rate detecting means.

3. Detailed Description of Device

[Field of Industrial Application]

The present device relates to a respiratory rate measuring device.

[Background Art]

To appropriately understand the conditions of patients during and after surgery, etc., a respiratory rate per unit time is conventionally measured and monitored. In one method of measuring the respiratory rate, the reciprocating motion of a thorax or abdominal wall is detected and the respiratory rate is then measured on the basis of the waveform representing the detected reciprocating motion.

[Problem to be Solved by Device]

However, when the respiratory rate is measured on the basis of the reciprocating motion of the thorax or abdominal wall as described above, the dispersion of measured respiratory rates may be relatively wide due to body motion and/or vibration of a patient body.

The present device has been made in consideration of such a circumstance, and therefore an object of the present device is to provide a respiratory rate measuring device which can obtain more reliable measurement of a respiratory rate based on the reciprocating motion of the thorax or the abdominal wall.

[Means for Solving the Problem]

To achieve the above object, the gist of the present device is directed to a respiratory rate measuring device for measuring a respiratory rate of a living body and displaying the same, which device includes: (a) a first respiratory rate detecting means for detecting a reciprocating motion of a surface of a living body that reciprocates in association with respiration and for calculating a respiratory rate per unit time of the living body based on a waveform representing the reciprocating motion; (b) a second respiratory rate detecting means for detecting a cardiac-beat synchronous wave generated in response to a cardiac beat of the living body and for calculating a respiratory rate per unit time of the living body based on fluctuation of the cardiac-beat synchronous wave; and (c) a displayed respiratory rate determining means for determining a respiratory rate to be displayed on the basis of the respiratory rate obtained by the first respiratory rate detecting means and the respiratory rate obtained by the second respiratory rate detecting means.

[Operation and Effect of Device]

According to the respiratory rate measuring device of such a configuration, the first respiratory rate detecting means detects the reciprocating motion of the surface of the living body that reciprocates in association with respiration and calculates the respiratory rate per unit time of the living body on the basis of the waveform representing the reciprocating motion. Further, the second respiratory rate detecting means detects the cardiac-beat synchronous wave generated in response to the cardiac beat of the living body and calculates the respiratory rate per unit time of the living body on the basis of fluctuation of the cardiac-beat synchronous wave. The displayed respiratory rate determining means determines the respiratory rate to be displayed on the basis of the respiratory rate obtained by each of the first respiratory rate detecting means and the second respiratory rate detecting means. In such a case, although the respiratory rate obtained on the basis of the reciprocating motion of the surface of the living body can be relatively easily influenced by, for example, body motion or vibration of the living body, the respiratory rate obtained on the basis of the cardiac-beat synchronous wave is relatively less influenced by such body motion or vibration of the living body. Accordingly, by determining the respiratory rate to be displayed complementarily from both the respiratory rates, measurement of a more reliable respiratory rate can be achieved.

[Embodiment]

An embodiment of the present device will be described hereinafter with reference to drawings:

FIG. 1 is a circuit diagram, showing an exemplary configuration of a respiratory rate measuring device in accordance with the present device. In FIG. 1, a reference numeral 10 denotes an electrocardiograph for detecting an action potential of the heart, which includes a plurality of electrodes 12 that are attached to the chest or other places of a living

body. The electrocardiograph 10 outputs an ECG signal SE corresponding to the action potential, and the ECG signal SE is supplied to a CPU 16 via an A/D converter 14.

On the other hand, in FIG. 1, a reference numeral 18 denotes an acceleration sensor, which is attached to a surface of the thorax and/or the abdominal wall of the living body to detect a reciprocating motion of the living body surface associated with respiration. As shown in FIG. 2, the acceleration sensor 18, for example, includes: a housing 20; an elongated, flexible leaf spring 22 which is longitudinally accommodated in the housing 20 and supported, in a cantilever manner, at one end of the leaf spring by a side wall of the housing 20; a weight 24 disposed at the free end of the leaf spring 22; and a semiconductor strain gauge 26 secured onto a longitudinally middle portion of the leaf spring 22. The acceleration sensor 18 is adhered at its attachment surface 28, via, for example, a double-faced adhesive tape (not shown) to the surface of the thorax and/or the abdominal wall (not shown). The attachment surface 28 is generally in parallel with the surface of the leaf spring 22 on which the semiconductor strain gauge 26 is disposed. By the reciprocating motion of the surface of the thorax and/or the abdominal wall associated with respiration, the leaf spring 22 of the acceleration sensor 18 is strained, and the strain on the leaf spring 22 is detected by the semiconductor strain gauge 26. Accordingly, the acceleration sensor 18 outputs a reciprocating motion signal SG corresponding to the reciprocating motion of the surface of the thorax and/or the abdominal wall, and the reciprocating motion signal SG is supplied to the CPU 16 through the A/D converter 30. Since the frequency of respiration is small such as 0.3 through 0.4 Hz, the leaf spring 22 having a sufficiently small spring constant and the weight 24 are selected so that the slow reciprocating motion of the surface of the thorax and/or the abdominal wall associated with respiration can be successfully detected.

The CPU 16 configures a microcomputer together with a ROM 32 and RAM 34. In accordance with a program previously stored in the ROM 32, the CPU 16 executes signal processing through the use of a storage function of the RAM 34, permits a display/record device 36 to display an ECG waveform represented by the ECG signal SE, further calculates the respiratory rate per unit time on the basis of fluctuation of the ECG waveform as the cardiac-beat synchronous wave of the ECG signal SE, calculates the respiratory rate per unit time also on the basis of the waveform represented by the reciprocating motion signal SG, determines the respiratory rate to be displayed complementarily from both the respiratory rates, and permits the display/record device 36 to display the determined respiratory rate. Further, the CPU 16 receives a clock signal SC in a pulse form at a prescribed frequency from a clock signal source 38 and receives a start signal SS from a push button switch 40.

Operation of this embodiment will be described with reference to flowcharts of FIGS. 3 to 5.

First, when the device is powered on, step S1 of a main routine in FIG. 3 is executed

to determine whether or not the push button switch 40 is turned ON and the start signal SS is supplied. If the start signal SS has not been supplied yet, step S1 is repeatedly executed and the device enters the standby state. When the start signal SS is supplied, next step S2 is executed to determine whether or not the respiratory rate per unit time (referred to as a first respiratory rate RP_1 hereinafter) on the basis of the reciprocating motion signal SG from the acceleration sensor 18 and the respiratory rate per unit time (referred to as a second respiratory rate RP_2 hereinafter) on the basis of the ECG signal SE from the electrocardiograph 10 have been together updated to newly calculated respiratory rates RP_1 , RP_2 . If both the respiratory rate RP_1 , RP_2 has not been updated yet, step S2 is repeatedly executed. In a case that step S2 is repeatedly executed, a first respiratory rate detecting routine shown in FIG. 4 and a second respiratory rate detecting routine shown in FIG. 5 are simultaneously executed by time-sharing.

In the first respiratory rate detecting routine, step SA1 is first executed to read and store the reciprocating motion signal SG in the RAM 34 together with the clock signal SC, and then a respiratory period determining routine of step SA2 is executed. In the respiratory period determining routine, for example, as shown in FIG. 6, points at which the waveform (referred to as a reciprocating motion waveform hereinafter) represented by the reciprocating motion signal SG intersect a predetermined reference line in the increasing directions are detected, and when a pair of points a, b are detected, the interval between those points a, b is determined as a respiratory period T_1 . Next, step SA3 is executed to determine whether or not the respiratory period T_1 has been determined. If the determination is NO, steps SA1 to SA3 are repeatedly executed. If the determination is YES, step SA4 is executed to calculate the first respiratory rate RP_1 based on the respiratory period T_1 , and update the first respiratory rate RP_1 in the RAM 34 to the calculated first respiratory rate RP_1 . In this case, if the unit of the respiratory period T_1 is second, the first respiratory rate RP_1 per minute is calculated by dividing 60 seconds by the respiratory period T_1 . In this embodiment, the acceleration sensor 18, the first respiratory rate detecting routine, etc. correspond to the first respiratory rate detecting means.

On the other hand, in the second respiratory rate detecting routine, first, step SB1 is executed to read and store the ECG signal SE in the RAM 34 together with the clock signal SC. Next, step SB2 is executed to determine whether or not one beat has been detected. If the one beat has not been detected yet, steps SB1 and SB2 are repeatedly executed to read the ECG signal SE sequentially. If the one beat has been detected, following step SB3 is executed to display and record, by the display/record device 36, the ECG waveform represented by the ECG signal SE of the detected one beat. In next step SB4, a determination is made about whether or not the one beat detected in step SB2 is a first one beat. Since the one beat is the first one beat at the beginning, the process returns to step SB1. However, after the first one beat, since the determination in step SB4 is NO, following step SB5 is executed, as shown in FIG. 7, to determine the interval (referred to as

an R-R interval hereinafter) between the R-wave of the ECG waveform detected at the present time and the R-wave of the ECG waveform detected at the previous time, and then the respiratory period determining routine of step SB6 is executed. In the respiratory period determining routine, for example, as shown in FIG. 6, points at which a waveform representing a temporal change in the R-R interval (abbreviated as an R-R interval waveform hereinafter), in the increasing directions, intersect the reference line determined on the basis of the moving average of the R-R interval values, for example, for 5 beats immediately before each R-R interval data are detected, and when a pair of points c, d are detected, the interval between those points c, d is determined as the respiratory period T_2 . It is known that the interval between R-waves in the ECG waveform adjoining to each other changes in association with respiration, and the period of the R-R interval waveform corresponds to the respiratory period. Further, since a relatively large fluctuation normally occurs to the R-R interval waveform as time passes, the reference line is determined on the basis of the moving average of several beats immediately before the R-R interval as described above so that the reference line follows the fluctuation. In following step SB7, a determination is made about whether or not the respiratory period T_2 has been determined. If the determination is NO, steps SB1 to SB7 are repeatedly executed. If the determination is YES, step SB8 is executed, in which, same as the case of the respiratory period T_1 , the second respiratory rate RP_2 , for example, per minute is calculated on the basis of the respiratory period T_2 . In this embodiment, the electrocardiograph 10, the second respiratory rate detecting routine, etc. correspond to the second respiratory rate detecting means.

When the process returns to step S2, the first respiratory rate RP_1 and the second respiratory rate RP_2 in the RAM 34 are together updated, and the determination in step S2 is YES, step S3 is executed to determine whether or not both the respiratory rates RP_1 , RP_2 are approximately equal to each other. This determination is made on the basis of whether or not the difference between both the respiratory rates RP_1 , RP_2 is, for example, within ± 2 (in the case of the respiratory rates per minute). If the determination is YES, step S4 is executed to determine whether or not the reciprocating motion waveform and the R-R interval waveform in FIG. 6 have been obtained such that they synchronize with each other. The determination about the synchronization is, for example, as shown in FIG. 6, made on the basis of whether or not the reciprocating motion waveform has necessarily only one intersection (point e in FIG. 6) on the reference line thereof between the points c and d of the R-R interval waveform and the R-R interval waveform has necessarily only one intersection (point f in FIG. 6) on the reference line thereof between the points a and b of the R-R interval waveform. If the determinations in steps S3 and S4 together are YES, both the respiratory rates RP_1 and RP_2 are approximately equal to each other, and the waveforms from which both the respiratory rates are obtained synchronize with each other, then step S5 is executed to display and record, by the display/record device 36, the first

respiratory rate RP_1 obtained on the basis of the reciprocating motion waveform of the surface of the thorax and/or the abdominal wall. If the determination in step S3 is NO, or if the determination in step S3 is YES but the determination in step S4 is NO, then step S6 is executed to display and record the smaller one of the respiratory rates RP_1 and RP_2 , by the display/record device 36. Accordingly, in this embodiment, steps S3 to S6 correspond to the displayed respiratory rate determining means. In step S5 or step S7 following step S6, a determination is made about whether or not the push button switch 40 is tuned OFF. If it has been turned OFF, the process is terminated. However, if the push button switch 40 has not been turned OFF, steps from step S2 are again executed, and the respiratory rate is sequentially obtained and displayed in the same manner.

According to this embodiment as described above, the first respiratory rate RP_1 per unit time is calculated on the basis of the period of change of the reciprocating motion waveform represented by the reciprocating motion signal SG output from the acceleration sensor 10. Further, the second respiratory rate RP_2 per unit time is calculated on the basis of the period of change of the R-R interval waveform that reflects the fluctuation of the ECG waveform represented by the ECG signal SE output from the electrocardiograph 10. One of the first respiratory rate RP_1 and the second respiratory rate RP_2 , which is estimated to be preferable is displayed. In such a case, although the first respiratory rate RP_1 measured on the basis of the reciprocating motion of the thorax surface, etc. can be relatively easily influenced by body motion, vibration, etc. of the living body, the second respiratory rate RP_2 measured on the basis of the fluctuation of the ECG waveform is relatively less influenced by the body motion, vibration, etc. Accordingly, by determining the respiratory rate to be displayed complementarily from both the respiratory rates RP_1 and RP_2 , measurement of a more reliable respiratory rate can be achieved.

In the above-described embodiment, the respective respiratory periods T_1 and T_2 of the reciprocating motion waveform and the R-R interval waveform are determined from the intervals between the pairs of points at which those waveforms intersect their respective reference lines in the increasing directions. However, it is not necessarily required. For example, the respiratory periods may be determined from the intervals of the pairs of points at which those waveforms intersect their respective reference lines in the decreasing directions, or from peak intervals of those waveforms.

In the above-described embodiment, the first respiratory rate RP_1 or the second respiratory rate RP_2 is calculated for each determination of the corresponding respiratory period T_1 or T_2 . However, each of the respiratory rates may be calculated on the basis of the average value of the plurality of corresponding respiratory periods T_1 or T_2 that include the newest determined respiratory period T_1 or T_2 and the periods immediately before that.

In the above described embodiment, the first respiratory rate RP_1 and the second respiratory rate RP_2 are calculated by dividing the unit time by the respective respiratory periods T_1 and T_2 of the reciprocating motion waveform and the R-R interval waveform.

However, it is not necessarily required. For example, the occurrence frequencies K of upper peaks per prescribed periods U (sec.) of those waveforms are counted, and thereby the respective respiratory rates may be calculated by $(K-1) \times (60/U)$. Alternatively, the respiratory rates may be calculated by analyzing frequencies of those waveforms and multiplying the unit time by the frequency components whose signal strengths are the highest.

In step S3 in the above-described embodiment, the determination is made about whether or not both the respiratory rates RP_1 , and RP_2 are approximately equal to each other. However, instead thereof, a determination may be made about whether or not the respiratory periods T_1 and T_2 are approximately equal to each other.

In the above-described embodiment, either one of step S3 or S4 may be omitted.

In the above-described embodiment, either one of both the respiratory rates RP_1 and RP_2 is displayed. However, it is not necessarily required. For example, the average of both the respiratory rates RP_1 and RP_2 may be displayed. Alternatively, if it is determined that both the respiratory rates RP_1 and RP_2 are abnormal, the device can be configured to cancel the respiration display and to indicate that the rates are abnormal.

In the above-described embodiment, the reciprocating motion of the living body surface in association with respiration is detected by the acceleration sensor 18 that has the leaf spring 22 having the semiconductor strain gauge 26 secured thereto. However, it is not necessarily required. For example, the reciprocating motion of the thorax and/or the abdominal wall may be detected by a method such as using a so-called servo-type acceleration sensor including a magnet, etc. provided on a coil and/or a weight, detecting the change in impedance between electrodes disposed on the surface of the thorax and/or the abdominal wall, detecting the change in internal pressure of a rubber bladder disposed inside of a belt worn around the thorax and/or the abdominal wall, or detecting the change in electrical resistance of an electrolytic solution in a rubber tube worn around the thorax and/or the abdominal wall. Also by such methods, a certain degree of effect of the present device can be obtained.

In the above-described embodiment, only the single acceleration sensor 18 is provided. However, a plurality of acceleration sensors having different detecting directions may be provided to determine the vector of acceleration as one of determination factors for detection of respiration.

In the above-described embodiment, the second respiratory period RP_2 is detected on the basis of the fluctuation of the ECG waveform. However, it is not necessarily required. For example, a pulse wave detected from the artery inside of the wrist, etc. by a pulse wave sensor fluctuates in association with respiration, and the interval between each pulse wave, similarly to the ECG waveform, fluctuates in association with respiration. Therefore, for example, as shown in FIG. 8, the second respiratory rate RP_2 may be calculated on the basis of a respiratory period T_3 between upper peaks on the envelope

curve connecting the upper peaks of each pulse wave. Alternatively, the second respiratory rate RP_2 may be calculated on the basis of the period of change of the waveform reflecting the temporal change of an interval g between the upper peaks of each pulse wave.

In the above-described embodiment, the display/record device 36 displays the respiratory rate and the ECG waveform. However, the display/record device can be configured to display a respiratory waveform in addition to those.

Further, various modifications can be made without departing from the scope of the gist of the present device.

4. Brief Description of Drawings

FIG. 1 is a circuit diagram, showing an exemplary configuration of a respiratory rate measuring device in accordance with the present device. FIG. 2 is a partially cutaway view, showing an acceleration sensor in FIG. 1. FIGs. 3 to 5 are flowcharts for describing operation of the device of FIG. 1. FIG. 6 is a graph, representing examples of a reciprocating motion waveform that can be obtained by a first respiratory rate detecting routine of FIG. 4 and an R-R interval waveform that can be obtained by a second respiratory rate detecting routine of FIG. 5. FIG. 7 is a graph, representing an ECG waveform that can be obtained by the second respiratory rate detecting routine. FIG. 8 is a graph for describing another example of the present device and shows an example of a pulse wave and an envelope curve connecting peak values thereof.

10: electrocardiograph

18: acceleration sensor

FIG. 1

10: Electrocardiograph
 18: Acceleration sensor
 38: Clock signal source
 36: Display/record device

FIG. 3

Start

S1: Push button switch turned ON?
 S2: Both respiratory rates updated?
 S4: Both respiratory rates synchronize?
 S5: Display RP_1 .
 S6: Display smaller rate of RP_1 and RP_2 .
 S7: Push button switch turned OFF?

End

FIG. 4

First respiratory rate detecting routine

SA1: Read reciprocating motion signal
 SA2: Respiratory period determining routine
 SA3: Respiratory period T_1 determined?
 SA4: Calculate and update respiratory rate RP_1 .

End

FIG. 5

Second respiratory rate detecting routine

SB1: Read ECG signal
 SB2: One beat?
 SB3: Display ECG waveform.
 SB4: First one beat?
 SB5: Determine R-R interval.
 SB6: Respiratory period determining routine
 SB7: Respiratory period T_2 determined?
 SB8: Calculate and update respiratory rate RP_2 .

End

FIG. 6

Reciprocating motion signal value
 R-R interval value

Time

FIG. 7

Reciprocating motion signal value

R-R interval value

Time

FIG. 8

Reciprocating motion signal value

Time

公開実用平成 4-51912

⑩ 日本国特許庁(JP)

⑪ 実用新案出願公開

⑫ 公開実用新案公報(U) 平4-51912

⑬ Int. Cl.⁵

A 61 B 5/08
5/0402

識別記号

庁内整理番号

8932-4C

⑭ 公開 平成4年(1992)5月1日

8826-4C A 61 B 5/04 310 A

審査請求 未請求 請求項の数 1 (全 頁)

⑮ 考案の名称 呼吸数測定装置

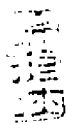
⑯ 実 願 平2-95435

⑰ 出 願 平2(1990)9月10日

⑱ 考 案 者 丹 羽 実 愛知県小牧市林2007番1 コーリン電子株式会社内

⑲ 出 願 人 コーリン電子株式会社 愛知県小牧市林2007番1

⑳ 代 理 人 弁理士 池田 治幸 外2名



明 細 書

1. 考案の名称

呼吸数測定装置

2. 実用新案登録請求の範囲

生体の呼吸数を測定し、それを表示するための呼吸数測定装置であって、

呼吸に関連して往復動する生体の表面の該往復動を検出し、該往復動を表す波形に基づいて該生体の単位時間当たりの呼吸数を算出する第1呼吸数検出手段と、

前記生体の心臓の拍動に伴って発生する心拍同期波を検出し、該心拍同期波の変動に基づいて該生体の単位時間当たりの呼吸数を算出する第2呼吸数検出手段と、

前記第1呼吸数検出手段により求められた呼吸数および前記第2呼吸数検出手段により求められた呼吸数に基づいて表示すべき呼吸数を決定する表示呼吸数決定手段と

を含むことを特徴とする呼吸数測定装置。

3. 考案の詳細な説明

産業上の利用分野

本考案は呼吸数測定装置に関するものである。

従来技術

手術中や手術後などの患者の状態を的確に把握するために、従来より、単位時間当たりの呼吸数を測定し且つ監視することが行われている。そして、この呼吸数を測定するための一方法として、胸郭または腹壁の往復動を検出し、その往復動を表す波形に基づいて呼吸数を測定することが行われている。

考案が解決しようとする課題

しかしながら、上記のように胸郭または腹壁の往復動に基づいて呼吸数を測定する場合には、測定された呼吸数が患者の体動や振動などによって比較的大きくばらつく場合があった。

本考案はこのような事情を背景として為されたものであって、その目的とするところは、胸郭等の往復動に基づいて呼吸数を測定する場合において一層信頼性の高い呼吸数を測定し得る呼吸数測定装置を提供することにある。

課題を解決するための手段

上記目的を達成するための本考案の要旨とするところは、生体の呼吸数を測定し、それを表示するための呼吸数測定装置であって、(a)呼吸に関連して往復動する生体の表面のその往復動を検出し、その往復動を表す波形に基づいてその生体の単位時間当たりの呼吸数を算出する第1呼吸数検出手段と、(b)前記生体の心臓の拍動に伴って発生する心拍同期波を検出し、その心拍同期波の変動に基づいてその生体の単位時間当たりの呼吸数を算出する第2呼吸数検出手段と、(c)前記第1呼吸数検出手段により求められた呼吸数および前記第2呼吸数検出手段により求められた呼吸数に基づいて表示すべき呼吸数を決定する表示呼吸数決定手段とを含むことにある。

作用および考案の効果

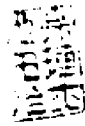
斯かる構成の呼吸数測定装置によれば、第1呼吸数検出手段により、呼吸に関連して往復動する生体の表面のその往復動が検出されて、その往復動を表す波形に基づいてその生体の単位時間当た

りの呼吸数が算出されるとともに、第2呼吸数検出手段により、前記生体の心臓の拍動に伴って発生する心拍同期波が検出されて、その心拍同期波の変動に基づいてその生体の単位時間当たりの呼吸数が算出され、それら第1呼吸数検出手段および第2呼吸数検出手段によりそれぞれ求められた呼吸数に基づいて、表示呼吸数決定手段により表示すべき呼吸数が決定される。この場合において、生体表面の往復動に基づいて求められる呼吸数は生体の体動や振動などの影響を比較的受け易いが、心拍同期波の変動に基づいて求められる呼吸数は体動や振動などの影響を比較的受け難いため、両呼吸数から相補的に表示すべき呼吸数を決定することにより、一層信頼性の高い呼吸数を測定することができる。

実施例

以下、本考案の一実施例を図面に基づいて詳細に説明する。

第1図は本考案の呼吸数測定装置の構成の一例を示す回路図である。図において、10は心臓の

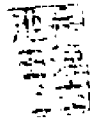


活動電位を検出するための心電計であり、生体の胸部等に貼り着けられる複数の電極 12 を備えている。心電計 10 からは上記活動電位に対応する心電信信号 S E が出力され、この心電信信号 S E は A / D 変換器 14 を介して C P U 16 へ供給される。

一方、第 1 図において、18 は、生体の胸郭や腹壁の表面に装着されてその生体表面の呼吸に関連した往復動を検出するための加速度センサである。加速度センサ 18 は、たとえば第 2 図に示すように、ハウジング 20 と、長手状を成してハウジング 20 内に設けられ、一端部側においてハウジング 20 の側壁に片持ち状態で支持された軟らかな板ばね 22 と、その板ばね 22 の自由端部に設けられた重り 24 と、板ばね 22 の長手方向中間部に固着された半導体歪ゲージ 26 とを備えて構成されており、板ばね 22 の半導体歪ゲージ 26 が設けられた板面と略平行に位置する取付面 28 においてたとえば両面粘着テープ（図示せず）を介して図示しない胸郭や腹壁の表面に貼り着けられるようになっている。この胸郭や腹壁の表面

が呼吸に関連して往復動させられるに伴って加速度センサ 18 の板ばね 22 が歪を受けて、その板ばね 22 の歪が半導体歪ゲージ 26 により検出される。これにより、加速度センサ 18 からは胸郭や腹壁の表面の往復動に対応する往復動信号 S G が出力され、この往復動信号 S G は A / D 変換器 30 を介して C P U 16 へ供給される。なお、呼吸の周波数はたとえば 0.3 ~ 0.4 Hz 程度と小さいため、呼吸に関連した胸郭や腹壁の表面のゆっくりとした往復動を好適に検出し得るように、充分に小さなばね定数を有する板ばね 22 と重り 24 とが選定されることとなる。

C P U 16 は、R O M 32 および R A M 34 と共にマイクロコンピュータを構成しており、R O M 32 に予め記憶されたプログラムに従って R A M 34 の記憶機能を利用しつつ信号処理を実行し、心電信信号 S E が表す心電波形を表示・記録装置 36 に表示させ且つその心拍同期波としての心電波形の変動に基づいて単位時間当たりの呼吸数を算出するとともに、往復動信号 S G が表す波形に基



づいても単位時間当たりの呼吸数を算出し、両呼吸数から相補的に表示すべき呼吸数を決定してその決定した呼吸数を表示・記録装置 36 に表示させる。なお、CPU 16 には、クロック信号源 38 から所定周波数のパルス状の時刻信号 SC が供給されているとともに、押釦スイッチ 40 から起動信号 SS が供給されるようになっている。

以下、本実施例の作動を第 3 図乃至第 5 図のフローチャートに基づいて説明する。

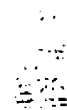
まず、電源が投入されると、第 3 図のメインルーチンのステップ S1 が実行されることにより、押釦スイッチ 40 が ON 操作されて起動信号 SS が供給されたか否かが判断される。起動信号 SS が未だ供給されていない場合にはステップ S1 が繰り返し実行されて待機状態とされるが、起動信号 SS が供給されると、次のステップ S2 が実行されることにより、RAM 34 に記憶された、加速度センサ 18 からの往復動信号 SG に基づく単位時間当たりの呼吸数（以下、第 1 呼吸数 RP₁ という）、および心電計 10 からの心電信信号 SE

に基づく単位時間当たりの呼吸数（以下、第2呼吸数 RP_2 という）が、新たに算出された呼吸数 RP_1 、 RP_2 に共に更新されたか否かが判断される。両呼吸数 RP_1 、 RP_2 が未だ更新されていない場合にはステップ S 2 が繰り返し実行される。このステップ S 2 が繰り返し実行される際には、第4図に示す第1呼吸数検出ルーチンおよび第5図に示す第2呼吸数検出ルーチンが時分割にて同時に実行される。

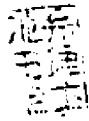
上記第1呼吸数検出ルーチンにおいては、まず、ステップ S A 1 が実行されることにより、往復動信号 S G が読み込まれて時刻信号 S C と共に R A M 3 4 に記憶され、次にステップ S A 2 の呼吸周期決定ルーチンが実行される。この呼吸周期決定ルーチンにおいては、たとえば、第6図に示すように、往復動信号 S G が表す波形（以下、往復動波形と略す）が予め決定された基準線を増加方向において交差する点を検出し、一対の点 a、b が検出されたときそれら点 a、b 間の間隔を呼吸周期 T_1 として決定する。次にステップ S A 3 が実

行されて呼吸周期 T_1 が決定されたか否かが判断される。この判断が否定された場合にはステップ $S A 1$ 乃至ステップ $S A 3$ が繰り返し実行されるが、肯定された場合にはステップ $S A 4$ が実行されて、呼吸周期 T_1 に基づいて第 1 呼吸数 $R P_1$ が算出され且つ $R A M 3 4$ 内の第 1 呼吸数 $R P_1$ がその算出された第 1 呼吸数 $R P_1$ に更新される。この場合において、呼吸周期 T_1 の単位を sec であるとする、たとえば、 $60 sec$ を呼吸周期 T_1 で除することにより一分間当たりの第 1 呼吸数 $R P_1$ が算出される。本実施例においては、加速度センサ 18 および上記第 1 呼吸数検出ルーチンなどが第 1 呼吸数検出手段に対応する。

一方、上記第 2 呼吸数検出ルーチンにおいては、まず、ステップ $S B 1$ が実行されることにより、心電信信号 $S E$ が読み込まれて時刻信号 $S C$ と共に $R A M 3 4$ に記憶され、次にステップ $S B 2$ が実行されて一拍検出されたか否かが判断される。未だ一拍検出されていない場合には、ステップ $S B 1$ およびステップ $S B 2$ が繰り返し実行されて心



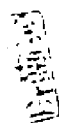
電信号 S E が逐次読み込まれるが、一拍検出された場合には、続くステップ S B 3 が実行されて検出された一拍分の心電信号 S E が表す心電波形が表示・記録装置 3 6 に表示・記録される。次のステップ S B 4 においては、ステップ S B 2 にて検出された一拍が最初の一拍であるか否かが判断される。当初は最初の一拍であるのでステップ S B 1 に戻されるが、2 拍目以降においては、ステップ S B 4 の判断は否定されるので、続くステップ S B 5 が実行されて、第 7 図に示すように、今回検出された心電波形の R 波と前回検出された心電波形の R 波との間の間隔（以下、R-R 間隔という）が決定された後、ステップ S B 6 の呼吸周期決定ルーチンが実行される。この呼吸周期決定ルーチンにおいては、たとえば、第 6 図に示すように、R-R 間隔の時間的変化を表す波形（以下、R-R 間隔波形と略す）が、各 R-R 間隔データの直前のたとえば 5 拍の R-R 間隔値の移動平均に基づいて決定された基準線を増加方向において交差する点を検出し、一対の点 c, d が検出され



たときそれら点 c 、 d 間の間隔を呼吸周期 T_2 として決定する。互いに隣り合う心電波形の R 波間の間隔は呼吸に関連して変化することが知られており、上記 $R-R$ 間隔波形の周期は呼吸の周期に対応するのである。また、 $R-R$ 間隔波形は、通常、時間の経過に伴って比較的大きな揺らぎを生ずることから、その揺らぎに上記基準線を追従させるために、上述のように直前の数拍の移動平均に基づいて基準線が決定されているのである。続くステップ $S B 7$ においては、呼吸周期 T_2 が決定されたか否かが判断される。この判断が否定された場合にはステップ $S B 1$ 乃至ステップ $S B 7$ が繰り返し実行されるが、肯定された場合にはステップ $S B 8$ が実行されて、呼吸周期 T_2 に基づいて呼吸周期 T_1 の場合と同様にしてたとえば 1 分間当たりの第 2 呼吸数 $R P_2$ が算出される。本実施例においては、心電計 10 および上記第 2 呼吸数検出ルーチンなどが第 2 呼吸数検出手段に対応する。

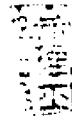
メインルーチンの上記ステップ $S 2$ に戻って、

RAM 3 4 内の第 1 呼吸数 RP_1 および第 2 呼吸数 RP_2 が共に更新されてそのステップ S 2 の判断が肯定されると、ステップ S 3 が実行されて、両呼吸数 RP_1 、 RP_2 が略同じであるか否かが判断される。この判断は、両呼吸数 RP_1 、 RP_2 の差がたとえば ± 2 (1 分間当たりの呼吸数の場合) 以内であるか否かに基づいて行われ、その判断が肯定された場合には、ステップ S 4 が実行されることにより、第 6 図における往復動波形と R-R 間隔波形とが互いに同期して得られたか否かが判断される。この同期の判断は、たとえば第 6 図に示すように、R-R 間隔波形の c、d 間において往復動波形がその基準線と交差する点が必ず 1 個 (第 6 図中 e) だけあり且つ往復動波形の a、b 間において R-R 間隔波形がその基準線と交差する点が必ず 1 個 (第 6 図中 f) だけあるか否かに基づいて判断される。ステップ S 3 およびステップ S 4 の判断が共に肯定されて、両呼吸数 RP_1 、 RP_2 が略同じであり且つ両呼吸数を求めた波形が互いに同期している場合には、ステッ



ブ S 5 が実行されることにより、胸郭や腹壁の表面の往復動波形に基づいて求められた第 1 呼吸数 RP_1 が表示・記録装置 3 6 に表示・記録されるが、ステップ S 3 が否定された場合およびステップ S 3 が肯定されてもステップ S 4 が否定された場合には、ステップ S 6 が実行されて、両呼吸数 RP_1 、 RP_2 のうちの小さい方が表示・記録装置 3 6 に表示・記録される。したがって、本実施例においては、上記ステップ S 3 乃至ステップ S 6 が表示呼吸数決定手段に対応する。ステップ S 5 あるいはステップ S 6 に続くステップ S 7 においては、押釦スイッチ 4 0 が O F F 操作されたか否かが判断され、O F F 操作された場合には終了させられるが、未だ O F F 操作されていない場合には再び上記ステップ S 2 以下が実行されることにより、同様にして呼吸数が逐次求められ且つ表示されることとなる。

このように本実施例によれば、加速度センサ 1 0 から出力された往復動信号 S G が表す往復動波形の変化周期に基づいて単位時間当たりの第 1 呼



吸数 RP_1 が算出されるとともに、心電計 10 から出力された心電信号 SE が表す心電波形の変動を表す $R-R$ 間隔波形の変化周期に基づいて単位時間当たりの第 2 呼吸数 RP_2 が算出され、それら第 1 呼吸数 RP_1 および第 2 呼吸数 RP_2 のうちの好適であると推定される方が表示される。この場合において、胸郭表面等の往復動に基づいて測定される第 1 呼吸数 RP_1 は生体の体動や振動などの影響を比較的受け易いが、心電波形の変動に基づいて測定される第 2 呼吸数 RP_2 は体動や振動などの影響を比較的受け難いため、両呼吸数 RP_1 、 RP_2 から相補的に表示すべき呼吸数を決定することにより、一層信頼性の高い呼吸数を測定することができるのである。

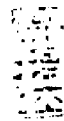
なお、前述の実施例では、往復動波形および $R-R$ 間隔波形の呼吸周期 T_1 、 T_2 は、それらの波形が増加方向において基準線と交差する一対の点間の間隔にて決定されているが、必ずしもその必要はなく、たとえば、それらの波形が減少方向において基準線と交差する一対の点間の間隔にて

決定されてもよいし、あるいは、それらの波形のピーク間隔にて決定されてもよい。

また、前述の実施例では、第1呼吸数 RP_1 および第2呼吸数 RP_2 は、呼吸周期 T_1 、 T_2 が1個決定される毎に算出されているが、今回決定された呼吸周期 T_1 、 T_2 を含む直前の複数個の呼吸周期 T_1 、 T_2 の平均値に基づいて算出されてもよい。

また、前述の実施例では、第1呼吸数 RP_1 および第2呼吸数 RP_2 は、往復動波形およびR-R間隔波形の呼吸周期 T_1 、 T_2 で単位時間を除することにより算出されているが、必ずしもその必要はなく、たとえば、それらの波形の上ピークの所定時間 U (sec) 当たりの発生回数 K を計数し、 $(K-1) \times (60/U)$ にて算出されてもよいし、あるいは、それらの波形に周波数解析を施して信号強度が最大である周波数成分に単位時間に乗ずることにより算出されてもよい。

また、前述の実施例のステップS3においては、両呼吸数 RP_1 、 RP_2 が略同じであるか否かが



判断されているが、それに替えて呼吸周期 T_1 、 T_2 が略同じであるか否かを判断するようにしても差し支えない。

また、前述の実施例において、ステップS3およびステップS4の何れか一方を削除することもできる。

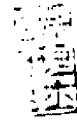
また、前述の実施例では、両呼吸数 RP_1 、 RP_2 の何れか一方が表示されるように構成されているが、必ずしもその必要はなく、たとえば、両呼吸数 RP_1 、 RP_2 の平均値を表示するように構成することもできるし、あるいは、両呼吸数 RP_1 、 RP_2 が共に異常であると判断される場合には呼吸表示をキャンセルし且つ異常である旨を表示するように構成することも可能である。

また、前述の実施例では、生体表面の呼吸に関連した往復動は半導体歪ゲージ26が固着された板ばね22を有する加速度センサ18にて検出されているが、必ずしもその必要はなく、たとえば、コイルや、重りに設けられた磁石等を備えた所謂サーボ型加速度センサにて検出されてもよいし、

胸郭や腹壁の表面に装着した電極間のインピーダンス変化を取り出したり、あるいは胸郭や腹壁の周囲に巻き付けたバンドの内側に設けられたゴム囊の内圧変化や、胸郭や腹壁の周囲に巻き付けたゴム管内の電解質溶液の電気抵抗変化を取り出したりすることなどにより胸郭や腹壁の表面の往復動を検出する場合においても本考案の一応の効果を得ることが可能である。

また、前述の実施例では、加速度センサ 18 は一個だけ設けられているが、加速度の検出方向が異なる複数の加速度センサを設けることにより、加速度のベクトルを決定し、そのベクトルを判断要素に入れて呼吸を検出するように構成することもできる。

また、前述の実施例では、心電波形の変動に基づいて第 2 呼吸数 RP_2 が検出されているが、必ずしもその必要はなく、たとえば、脈波センサにて手首等の内部の動脈から検出される脈波は呼吸に関連して揺らぎを生ずるとともに各脈波間の間隔は心電波形の場合と同様に呼吸に関連して変動



することから、たとえば第 8 図に示すように各脈波の上ピークを結んだ包絡線における上ピーク間の呼吸周期 T_R に基づいて第 2 呼吸数 RP_2 を算出するようにしてもよいし、あるいは、各脈波の上ピーク間の間隔 g の時間的变化を表す波形の変化周期に基づいて第 2 呼吸数 RP_2 を算出することもできる。

また、前述の実施例では、表示・記録装置 36 には呼吸数および心電波形が表示されるようになっているが、それに加えて呼吸波形を表示するように構成することもできる。

その他、本考案はその趣旨を逸脱しない範囲において種々変更が加えられ得るものである。

4. 図面の簡単な説明

第 1 図は本考案の呼吸数測定装置の構成の一例を示す回路図である。第 2 図は第 1 図における加速度センサの一例を示す図であって、一部を切り欠いて示す図である。第 3 図乃至第 5 図は第 1 図の装置の作動を説明するためのフローチャートである。第 6 図は第 4 図の第 1 呼吸数検出ルーチン

にて得られる往復動波形および第 5 図の第 2 呼吸数検出ルーチンにて得られる R - R 間隔波形の一例を示す図である。第 7 図は第 2 呼吸数検出ルーチンにて得られる心電波形の一例を示す図である。第 8 図は本考案の他の例を説明するための図であって、脈波およびそのピーク値を結ぶ包絡線の一例を示す図である。

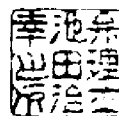
10 : 心電計

18 : 加速度センサ

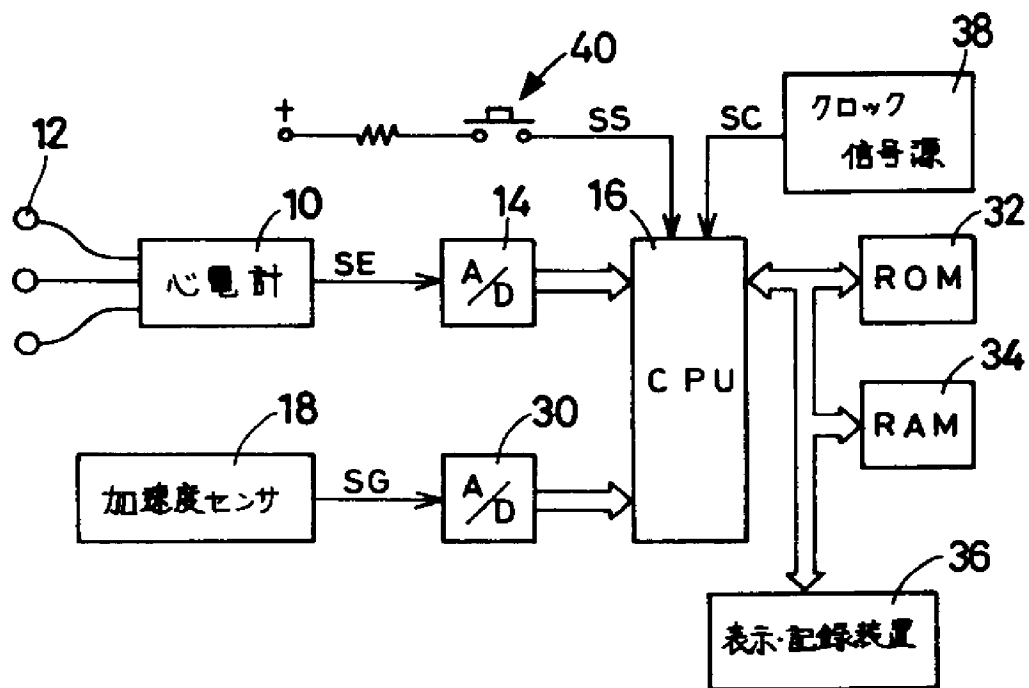
出願人 コーリン電子株式会社

代理人 弁理士 池 田 治 幸

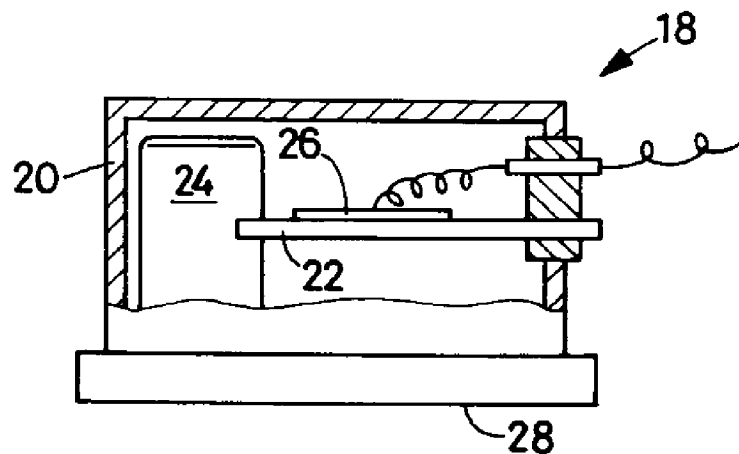
(ほか 2 名)



第 1 図

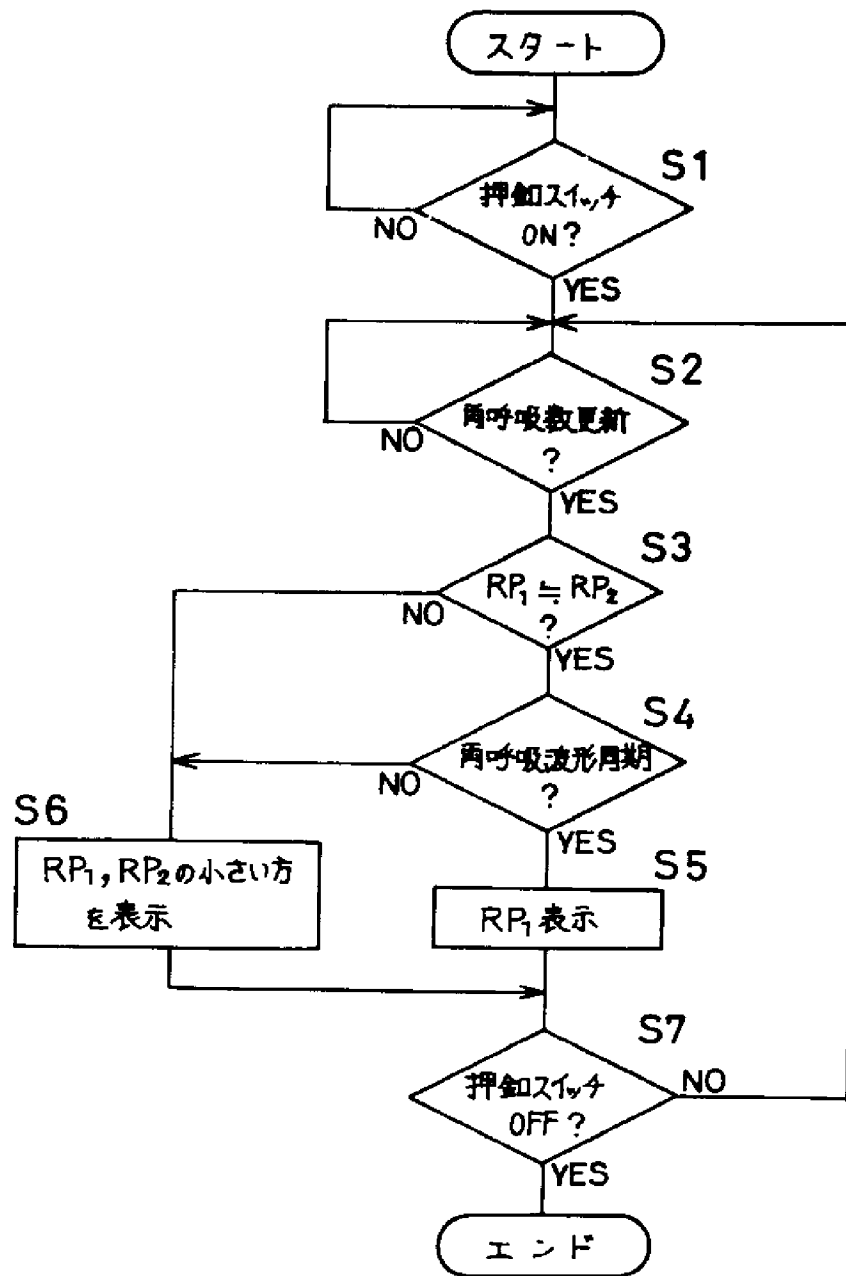


第 2 図



213

第 3 図

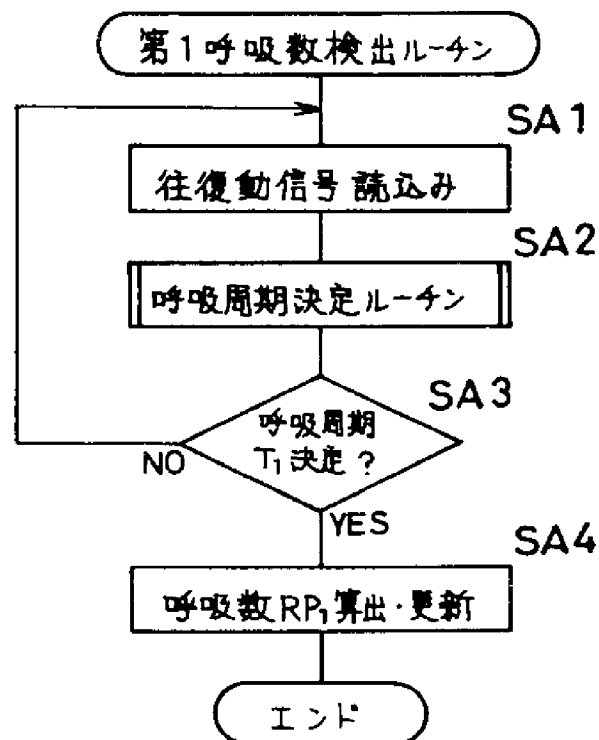


41214

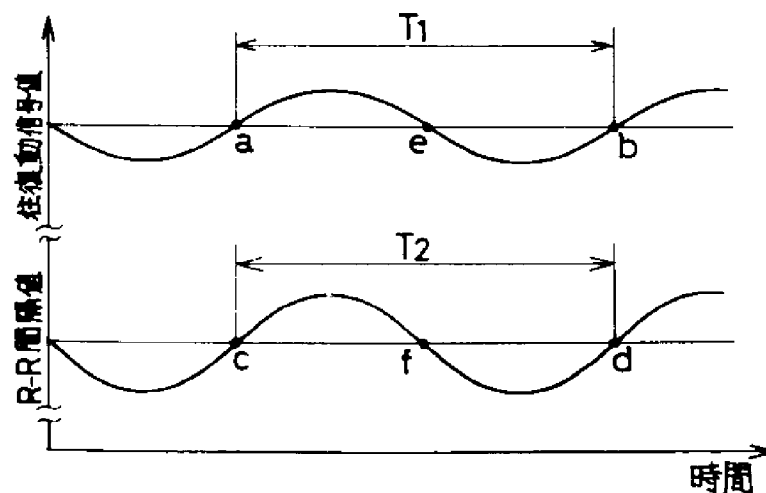
出願人 コーリン電子株式会社
代理人 弁理士 池田 治 幸(ほか2名)

実開 4-51912

第 4 図



第 6 図

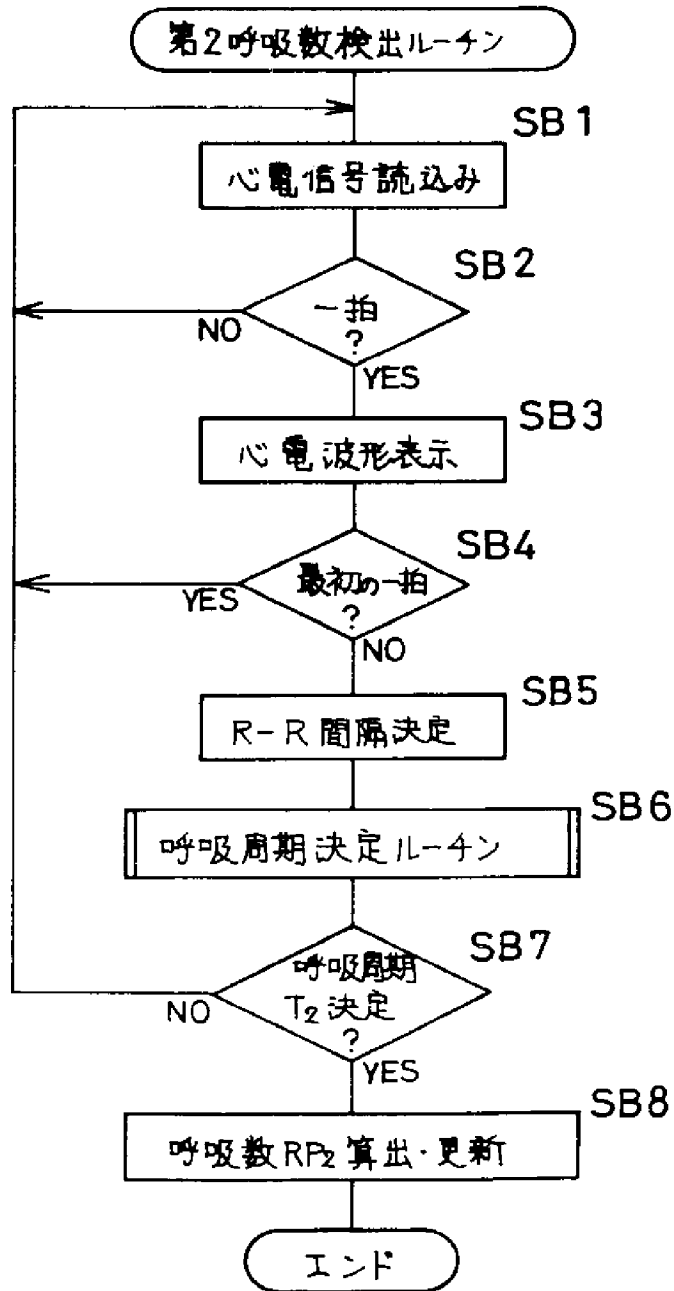


215

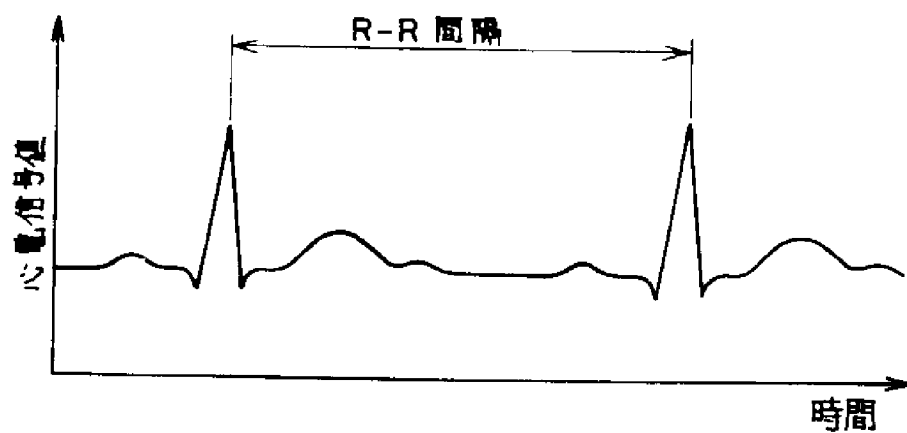
出願人 コーリン電子株式会社
代理人 弁理士 池田 治 幸(ほか2名)

実開 4-51912

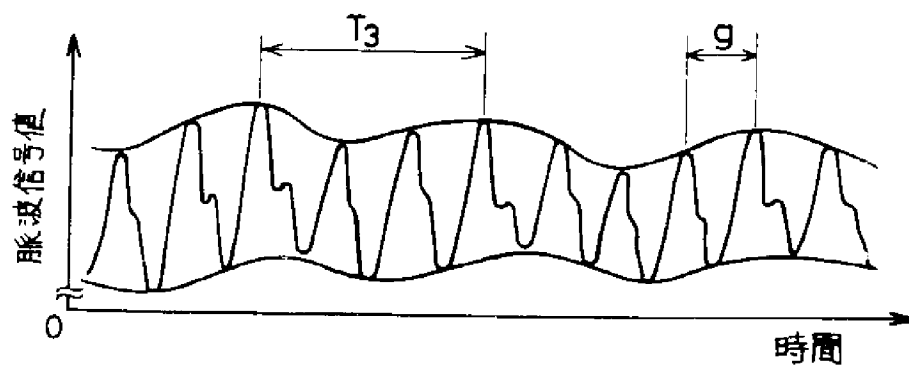
第 5 図



第 7 図



第 8 図



217 実開 4-51912

出願人 コーリン電子株式会社
代理人 弁理士 池田 治 幸 (ほか2名)

後図面なし